

12

**EUROPEAN PATENT APPLICATION**

21 Application number: 88307174.8

61 Int. Cl.<sup>4</sup>: **G 01 T 1/24**  
**F 17 C 3/08**

22 Date of filing: 03.08.88

30 Priority: 05.08.87 GB 8718531

43 Date of publication of application:  
08.02.89 Bulletin 89/06

84 Designated Contracting States: BE DE FR GB

71 Applicant: **LINK ANALYTICAL LIMITED**  
**Halifax Road**  
**High Wycombe Bucks. HP12 3SE (GB)**

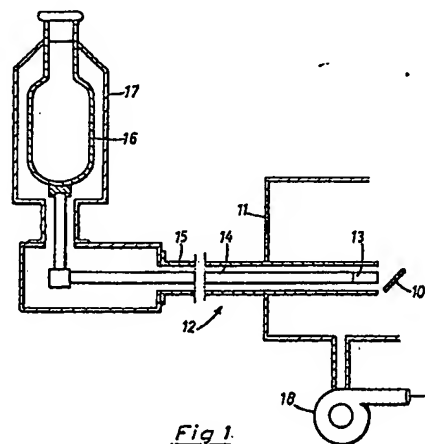
72 Inventor: **Lowe, Barrie Glyn**  
**12 Warrenwood Drive**  
**High Wycombe Bucks (GB)**

**Tyrrell, Stuart Graham James**  
**2A Coates Lane**  
**High Wycombe Bucks (GB)**

74 Representative: **Matthews, Graham Farrah et al**  
**BROOKES & MARTIN incorporating MATTHEWS,**  
**HADDAN & CO. High Holborn House 52/54, High Holborn**  
**London, WC1V 6SE (GB)**

54 **X-ray detectors.**

57 A technique for conditioning X-ray detectors which are introduced into electron microscopes and maintained at an operating temperature substantially below ambient is disclosed. Localised heating is applied to the detector by, for example, electrical resistance heating, whereby the detector is conditioned for about an hour without the heat sink being removed.



## Description

## X-RAY DETECTORS

The present invention relates to X-ray detector systems for electron microscopes.

X-ray detectors are arranged to examine X-rays produced by the bombardment of electrons onto a specimen. Analysis of the X-rays, particularly with respect to their frequency, provides an operator with information relating to the elemental composition of the specimen in addition to structural information provided by the microscope.

Known detectors have a semiconductor (such as a lithium drifted silicon crystal) mounted at the end of a probe which is introduced into the microscope close to the specimen. X-rays impinging on the crystal create a small charge therein which, after several stages of amplification, is processed to generate composition data. A block supporting the detector is mounted on a cold finger which is in turn connected to a flask of liquid nitrogen for maintaining the detector at an operating temperature of about minus one hundred and eighty degrees Celsius. The cold finger is surrounded by an envelope and a vacuum is maintained between the finger and the envelope.

A problem with X-ray detectors is that they are very sensitive to contamination. The problems associated with contamination due to the build up of ice (H<sub>2</sub>O) is identified by G Wirmark, G Wahlberg and H Norden in their paper "Characterisation of Si (Li) X-ray detector efficiencies in the low energy range" presented at the 11th International Congress on Electron Microscopy in August 1986. A known solution to the problem of ice build up is identified by F Richle, E Tegeler and B Wende in their paper "Spectral efficiency and Resolution of Si (Li) detectors for photon energies between 0.3 KeV and 5 KeV", S.P.I.E. Berlin, 1986. Here it is stated that performance of the detector can be recovered by a warming up procedure.

Vacuum flasks are commercially available which contain surfaces known as 'molecular sieves' which absorb water vapour to reduce ice build up on sensitive areas. However such systems are designed to be maintained at the operating temperature of the detector (minus 180 degrees Celsius) therefore the vessel must be kept topped up with liquid nitrogen even when the device is not in use. Thus with sealed detectors, having beryllium windows, a warming up procedure involves pumping the detector to maintain a vacuum while removing water vapour as it evaporates. Such a procedure is usually only undertaken as part of a major overhaul involving the return of the detector to the manufacturer. For windowless detectors a warming up procedure may involve using the pumping system of the microscope.

Heating up the detector not only removes ice from the detector crystal itself but also removes contaminants from other components which, when present, generate noise. Another significant advantage is that it anneals out radiation damage of the crystal. However problems with known procedures are that

they are time consuming, hence expensive, and may cause contaminating material to be transferred from the detector to the microscope, or vice versa.

It is therefore an object of the present invention to provide an improved system for treating a detector.

According to a first aspect of the invention there is provided a detector system comprising a cold finger having a first end coupled to a heat sink at a temperature substantially below ambient temperature, an X-ray detector mounted at an opposite end of the cold finger wherein heat is transferred along the cold finger to maintain the temperature of the detector substantially below ambient temperature during normal operation, an envelope surrounding the cold finger wherein a vacuum is maintained between the cold finger and said envelope; characterised by conditioning means for locally increasing the temperature of the detector for a predetermined interval while maintaining the heat sink substantially at the operating temperature.

The invention will now be described by way of example only with reference to the accompanying drawings.

Figure 1 shows an X-ray detection system including a detector assembly positioned within an electron microscope;

Figure 2 details the detector assembly shown in Figure 1;

Figure 3 shows a circuit for effecting conditioning of a detector mounted on the assembly shown in Figure 2; and,

Figure 4 shows a typical temperature curve for the detector assembly detailed in Figure 2.

An X-ray detector system connected to an electron microscope is shown in Figure 1. A specimen 10 is supported within a microscope housing 11 forming an enclosure which is maintained under vacuum during operation. A detector probe 12 enters the housing so that a detector assembly 13 receives X-rays from the specimen during electron bombardment. The detector assembly 13 is mounted on a cold finger 14 surrounded by an envelope 15. The cold finger 14 is connected to a vessel 16 containing liquid nitrogen at a temperature of about minus one hundred and eighty degrees Celsius. The vessel 16 is surrounded by a flask 17 and a vacuum is maintained within said flask and the envelope 15.

The detector shown in Figure 1 is a window-less detector allowing X-rays to pass from the specimen to the detector with no solid window inbetween. The vacuum within the envelope 15 and flask 17 is maintained by a pumping system 18 which forms part of the microscope. In sealed beryllium-window detectors the cold surfaces create a cryopump to provide a vacuum and remove water vapour.

The detector assembly 13 is shown in Figure 2. A mounting block 20 of aluminium is connected to the cold finger 14 and a lithium drifted silicon detector 21 is secured to the opposite end of said block. A field effect transistor (FET) 22 is mounted on the block

which provides a buffer amplifier for the output from the detector.

The assembly shown in Figure 2 is a first embodiment of the invention in which the means for locally increasing the temperature of the detector is an electrical resistor 23 sealed to the mounting block 20. The resistor 23, a 47 ohm one quarter watt metal film resistor, and a serially connected polyswitch 24 (type PDS.21252 supplied by RAYCHEM) are cemented onto the block using silver-loaded epoxy cement. The epoxy is cured after application and then sealed to provide additional strength.

A circuit for effecting conditioning of the detector is shown in Figure 3 and a typical response curve is shown in Figure 4. On initiating a conditioning cycle the polyswitch 24 allows four hundred milli-amp (mA) to pass through the resistor which in turn dissipates heat to the block 20. However on reaching plus ten degrees celcius the polyswitch operates to increase the resistance in the circuit and hence reduce the heating current to two hundred mA. The block then cools until equilibrium is reached at about minus ten degrees cellus. This temperature is maintained for up to one hour until the detector is fully conditioned.

In a complete detection system the conditioning circuit is included as part of the main control circuit. On operating a "condition detector" switch the system is placed into a "condition detector" mode. A high voltage supply to the detector, required for normal operation, is removed and the condition cycle, as detailed above, is initiated. Once temperature equilibrium has been reached conditioning continues for a predetermined interval, say one hour. After this interval the heating current is removed and on reaching the operating temperature the high voltage to the detector is restored and an operator is notified, by means of a suitable display, that the detector has returned to its normal operational mode. It can therefore be seen that a detection system embodying the present invention may effect a conditioning cycle over a weekend, evening or even a lunch break. Furthermore experiments have shown that the detector is not damaged in any way by the conditioning process.

As an alternative to providing a heating resistor other forms of heating are possible. Thus heating may be effected by directing a high intensity light source onto the detector from a laser. In another embodiment the probe includes a removeable link which, to effect conditioning, disconnects the detection assembly from the cold vessel. Heating is then achieved by transfer from outside the system until the required temperature has been attained.

## Claims

1. A detector system comprising a cold finger having a first end coupled to a heat sink at a temperature substantially below ambient temperature, an X-ray detector mounted at an opposite end of the cold finger wherein heat is

transferred along the cold finger to maintain the temperature of the detector substantially below ambient temperature during normal operation, an envelope surrounding the cold finger wherein a vacuum is maintained between the cold finger and said envelope; characterised by conditioning means for locally increasing the temperature of the detector for a predetermined interval while maintaining the heat sink substantially at the operating temperature.

2. A detector system according to claim 1 characterised in that heat is applied to the detector by means of an electrical resistance heater.

3. A detector system according to claim 2 characterised in that electrical current passing through said resistance heater is controlled by a temperature sensitive device to prevent the temperature of the detector exceeding a predetermined value.

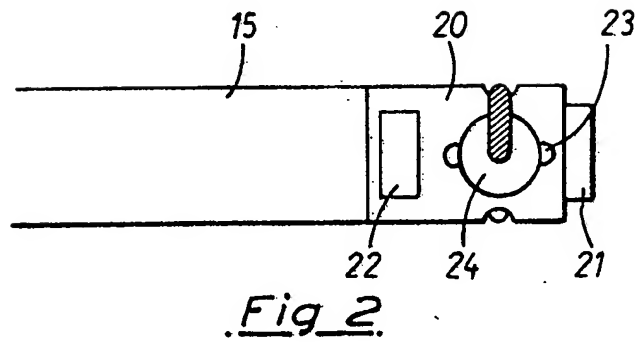
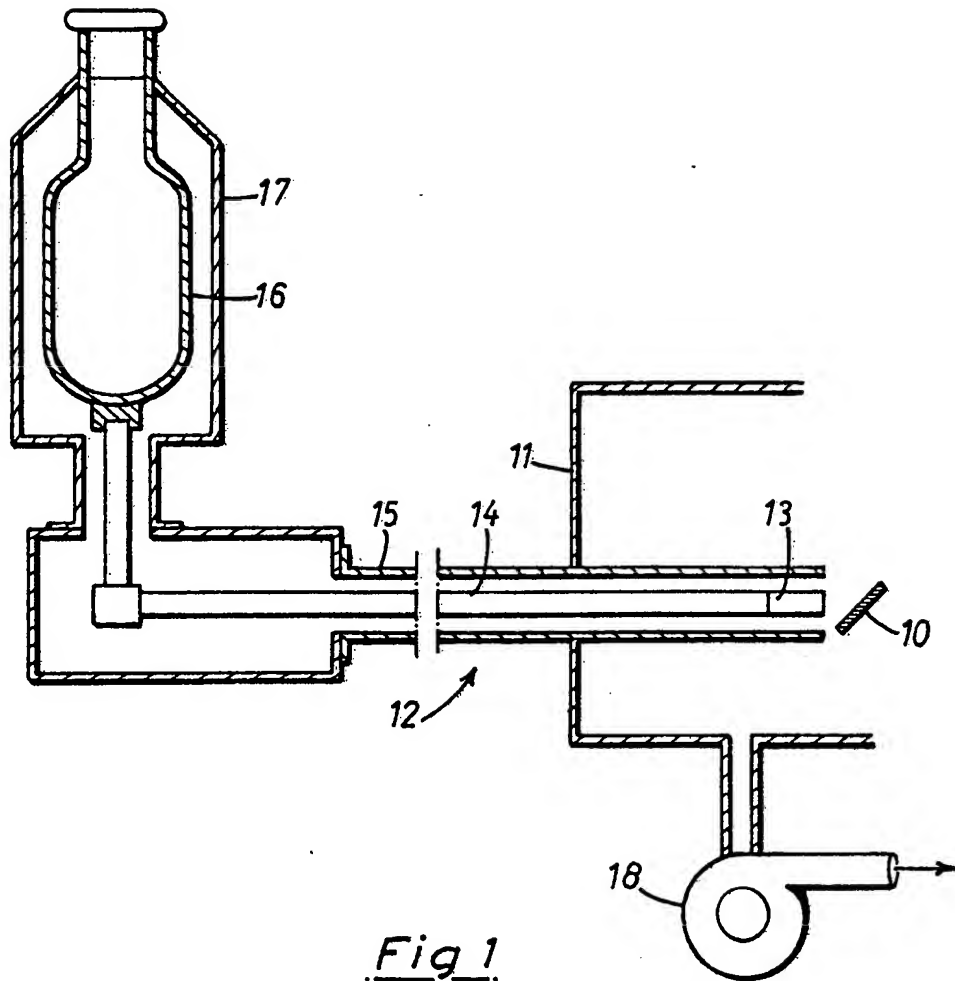
4. A detector system according to claim 1 characterised in that the heat sink comprises a vessel containing liquid nitrogen surrounded by an evacuated flask.

5. A detector system according to claim 1 characterised in that a molecular sieve for absorbing water molecules is positioned between the vessel and the flask.

6. A method of conditioning an X-ray detector wherein said detector is mounted on the end of a probe for introduction into an electron microscope and is maintained at an operating temperature substantially below ambient temperature during normal operation, characterised by the steps of removing an operating bias voltage from the detector, increasing the temperature of the detector by localised heating to a predetermined conditioning value, holding the detector at the conditioning temperature for a predetermined interval, removing the localised heat and re-establishing the operating bias voltage when the detector has been cooled to its operating temperature.

7. A method according to claim 6 characterised by applying current to a resistor to effect localised heating of the detector.

0302716



0302716

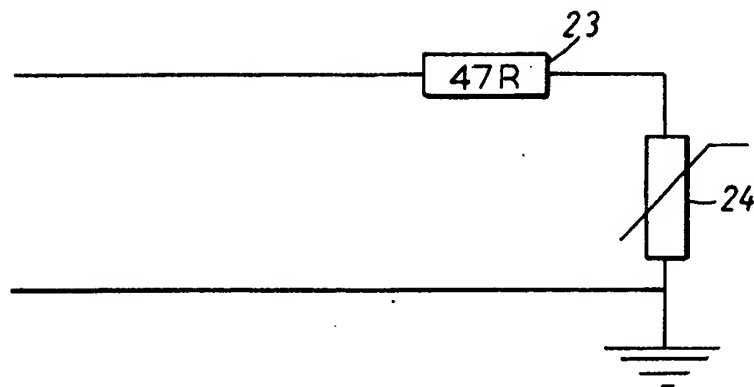


Fig 3.

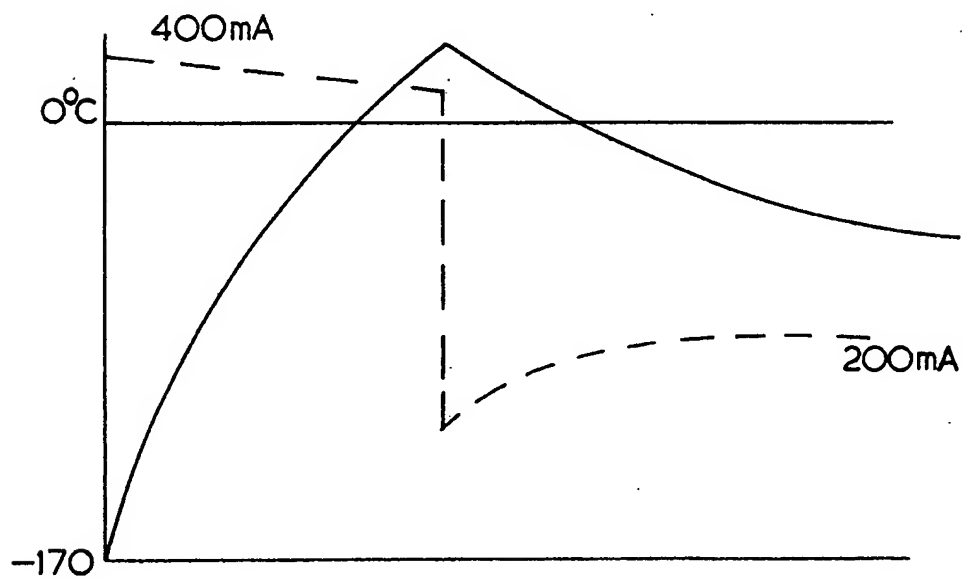


Fig 4.



European Patent  
Office

# EUROPEAN SEARCH REPORT

Application Number

EP 88 30 7174

DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT			
Category	Citation of document with indication, where appropriate, of relevant passages	Relevant to claim	CLASSIFICATION OF THE APPLICATION (Int. Cl. 4)
Y	US-A-3 864 570 (W.P. ZINGARO) * Abstract; column 2, line 38 - column 3, line 46; figures *	1-4,6,7	G 01 T 1/24 F 17 C 3/08
Y	JOURNAL OF PHYSICS E. SCIENTIFIC INSTRUMENTS, vol. 16, no. 7, July 1983, pages 687-690, The Institute of Physics, Dorking, GB; J. COSIER et al.: "A simple continuous-flow cryostat for optical microscopy in the range 10-350 K * Page 687, section 2: "Construction"; figures *	1-4,6,7	
Y	CRYOGENICS, vol. 23, no. 10, October 1983, pages 533-534, Butterworth & Co. (Publishers) Ltd, Guildford, Surrey, GB; T. HALACZEK et al.: "Cryostat for testing luminescence and radiation absorption in ionic crystals" * Whole article *	1-3,6,7	
			TECHNICAL FIELDS SEARCHED (Int. Cl.4)
			G 01 T F 17 C
The present search report has been drawn up for all claims			
Place of search THE HAGUE		Date of completion of the search 10-11-1988	Examiner DATTA S.
CATEGORY OF CITED DOCUMENTS X : particularly relevant if taken alone Y : particularly relevant if combined with another document of the same category A : technological background O : non-written disclosure P : intermediate document		T : theory or principle underlying the invention E : earlier patent document, but published on, or after the filing date D : document cited in the application L : document cited for other reasons & : member of the same patent family, corresponding document	

EPO FORM 1503 03.82 (P0401)



⑮ **BUNDESREPUBLIK  
DEUTSCHLAND**



**DEUTSCHES  
PATENTAMT**

⑫ **Offenlegungsschrift**  
⑩ **DE 195 02 574 A 1**

⑤① Int. Cl.<sup>6</sup>:  
**G 01 N 23/06**  
G 01 T 1/29  
A 61 B 6/03

⑳ Aktanzzeichen: 195 02 574.1  
㉑ Anmeldetag: 27. 1. 95  
㉒ Offenlegungstag: 8. 8. 98

**DE 195 02 574 A 1**

⑦① Anmelder:  
Siemens AG, 80333 München, DE

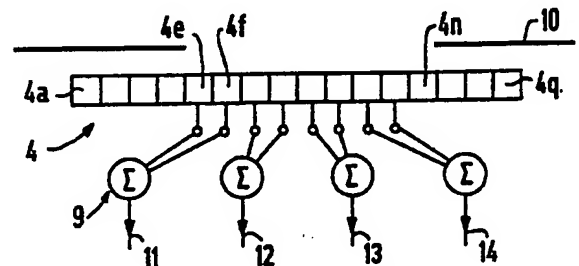
⑦② Erfinder:  
Klingenbeck-Regn, Klaus, Dr., 90408 Nürnberg, DE

⑤⑤ Entgegenhaltungen:  
GB 20 05 955 A  
US 52 91 402

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

⑤④ **Röntgen-Computertomograph**

⑤⑦ Es soll ein Röntgen-Computertomograph mit einem Detektor aus mehreren parallelen Detektorzellen geschaffen werden, bei dem eine einfache Auslesung und Erfassung der Datenrate sowie Rekonstruktion gegeben ist. Vor dem Detektor (4) ist eine verstellbare Blende (10) für die Auswahl der Anzahl der vom Röntgenstrahlenbündel getroffenen Detektorzellen (4a bis 4q) sowie ein Multiplexer (9) zur Anschaltung einer vorbestimmten Anzahl von Ausgangskanälen (11 bis 14) an die ausgewählten Detektorzellen (4e bis 4n) vorhanden, welcher dann, wenn die Zahl der ausgewählten Detektorzellen (4a bis 4q) größer als die Zahl der Ausgangskanäle (11 bis 14) ist, die Ausgangssignale aneinander angrenzender Detektorzellen (4e bis 4n) zu Gruppen zusammengefaßt.



**DE 195 02 574 A 1**

Bei heute in der Medizintechnik verwendeten Computertomographen werden die für ein Schnittbild notwendigen Projektionsdaten aufgenommen, indem ein dünner Fächerstrahl aus dem Strahlenbündel des Röntgenstrahlers ausgeblendet wird und die durch das Objekt transmittierte Strahlung mit einer einzelnen Detektorzeile nachgewiesen wird. Die Länge der einzelnen Detektorelemente in z-Richtung (Richtung der Systemachse) ist dabei so dimensioniert, daß diese die Strahlung für die größte einstellbare Schichtdicke (üblicherweise 10 mm Schicht) aufnehmen können.

Verschiedene Schichtdicken werden durch entsprechende Einstellungen der röhrennahen und einer detektorseitigen Blende erzeugt. Da mit einer derartigen Anordnung nur jeweils Daten für eine Schicht aufgenommen werden können, wird die vom Röntgenstrahler emittierte Röntgenstrahlung nur sehr ineffizient genutzt. Für dreidimensionale Aufnahmetechniken ist das erfaßbare Volumen daher in aller Regel durch die verfügbare Dauerleistung des Röntgenstrahlers beschränkt. Entsprechend lange sind die erforderlichen Aufnahme- bzw. Untersuchungszeiten.

Derartige Beschränkungen des Meßsystems werden weitgehend überwunden, wenn gemäß US-PS 5 291 402 ein Flächendetektor verwendet wird. Ein derartiger Flächendetektor ist ein zweidimensionales Array von Detektorelementen (Mosaik), d. h. er ist von mehreren parallelen Detektorzeilen gebildet, so daß anstelle eines dünnen Fächerstrahles ein auch in z-Richtung ausgedehneter Röntgenstrahlbündel zur Abbildung verwendet werden kann. Im Gegensatz zu einem konventionellen Einzeilendetektor besteht ein Flächendetektor aus auch in z-Richtung separierten Detektorelementen. Bei einer Drehung des Meßsystems können dann je nach Ausdehnung des Flächendetektors in z-Richtung viele Schichten simultan aufgenommen werden. Benachbarte Zeilen des Flächendetektors erfassen dabei benachbarte Schichten. Die Länge der Detektorelemente in z-Richtung wird daher so gewählt, daß eine Detektorzeile die kleinste, gewünschte Schicht (üblicherweise 1 mm Schicht) erfaßt.

Ein Flächendetektor besteht also aus einer Anordnung von N-Zeilen in z-Richtung, wobei in einer Zeile z. B. M-Detektorelemente in der Richtung senkrecht zur z-Achse angeordnet sein können, also aus  $N \times M$  Detektorelementen. Die Anordnung der Detektorelemente senkrecht zur z-Achse wird vorzugsweise auf einen Kreisbogen ausgeführt, dessen Mittelpunkt der Röntgenfokus bildet.

Ein flächenhafter Detektor, bestehend aus einem Mosaik von  $N \times M$  Detektorelementen, hat also den großen Vorteil einer sehr effizienten Nutzung der Röntgenleistung durch simultane Aufnahme eines Volumens oder eines Teilvolumens.

Dem stehen als Nachteile gegenüber:

- Bei der Auslesung der einzelnen Detektorelemente ist eine entsprechend große Anzahl von  $N \times M$  Elektronikanälen erforderlich.
- Die zu erfassende Datenrate steigt gegenüber heutigen Computertomographen mit Einzeilendetektoren proportional zur Anzahl N der Zeilen an.
- Für Schichten im Randgebiet des Strahlenbündels wird die für planare Tomogramme bekannte Rekonstruktion mit gefilterter Rückprojektion ungenau, zumindest sehr aufwendig und rechen-

intensive Cone-Korrekturen erforderlich. Alternativ ist die Anwendung echter 3D-Verfahren für die Bildrekonstruktion (E-PS 0 526 157 A1) möglich. In diesem Fall ist aber der Rechenaufwand gegenüber einer konventionellen gefilterten Rückprojektion oder einer direkten Fourierrekonstruktion erheblich gesteigert. Entsprechend steigt die erforderlichen Rechnerleistung.

Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, bei einem Röntgen-Computertomographen mit Flächendetektor einen Kompromiß anzugeben, bei dem die vollständige Komplexität des Flächendetektors bezüglich Auslesung, Datenrate und Rekonstruktion weitgehend vermieden bzw. auf ein realisierbares Maß reduziert wird und gleichzeitig wichtige Vorteile erhalten bleiben.

Diese Aufgabe ist erfindungsgemäß gelöst durch den Patentanspruch.

Die Grundidee dabei ist die folgende:

Der Flächendetektor mit N-Zeilen und M-Detektorelementen pro Zeile sei für Aufnahmen von N-Schichten der kleinsten Schichtdicke  $w_0$  (z. B.  $w_0 = 1$  mm) ausgelegt. Entsprechend dem aktuellen Aufnahmemodus, z. B. Schichtdicke  $w > w_0$ , werden Gruppen von Ausgangssignalen der Detektorelemente einer Spalte geeignet zusammengefaßt, so daß sich eine Anzahl von  $n < N$  von erforderlichen Auslesekanälen ergibt. Es ist dabei natürlich wünschenswert, daß n konstant gehalten werden kann. Falls deshalb nicht alle N-Zeilen des Flächendetektors genutzt werden sollen, kann ein entsprechendes Röntgenprofil durch einstellbare Blenden erzeugt werden.

Die Erfindung ist nachfolgend anhand eines in der Zeichnung dargestellten Ausführungsbeispieles näher erläutert. Es zeigen:

Fig. 1 die wesentlichen Teile eines Röntgen-Computertomographen nach der Erfindung, und

Fig. 2 bis 5 den Detektor des Computertomographen gemäß Fig. 1 mit dem zugeordneten Multiplexer für verschiedene Schichtdicken.

In der Fig. 1 ist der Fokus 1 eines Röntgenstrahlers gezeigt, von dem ein durch eine nicht dargestellte Blende eingeblenndetes fächerförmiges Röntgenstrahlenbündel 2 ausgeht, das ein Objekt 3 durchsetzt und auf einem Detektor 4 auftrifft, der aus mehreren parallelen Detektorzeilen besteht, von denen jede von einer Reihe von Detektorelementen gebildet ist. Das Meßsystem 1, 4 ist um eine Systemachse 6 drehbar, so daß das Objekt 3 unter verschiedenen Projektionen durchstrahlt wird. Aus den dabei gebildeten Detektorsignalen berechnet ein Rechner 7 ein Bild des Objektes 3, welches auf einem Monitor 8 wiedergegeben wird. Die Erfassung der Detektorsignale erfolgt durch einen Multiplexer 9, der in Verbindung mit den Fig. 2 bis 5 näher erläutert ist.

Der Detektor 4 ist in Fig. 1 nur schematisch dargestellt. Die Fig. 2 bis 5 zeigen, daß er bei dem diesen Figuren zugrundeliegenden Beispiel aus 16 parallelen Detektorzeilen 4a bis 4q besteht. In Strahlenrichtung gesehen vor dem Detektor 4 ist eine in z-Richtung verstellbare Blende 10 vorgesehen. Durch die Blende 10 kann die Anzahl der vom Röntgenstrahlenbündel getroffenen Detektorzeilen 4a bis 4q ausgewählt werden. Der Multiplexer 9 schaltet eine vorbestimmte Anzahl von Ausgangskanälen, bei dem Beispiel von vier Ausgangskanälen, an die ausgewählten Detektorzeilen 4a bis 4q an. In dem Fall, in dem die Zahl der ausgewählten Detektorzeilen 4a bis 4q größer als die Zahl der Ausgangskanäle ist, faßt er die Ausgangssignale aneinander



angrenzender Detektorzeilen zu Gruppen zusammen.

In der Blendenstellung gemäß Fig. 2 sind die vier Detektorzeilen 4g bis 4k an die vier Ausgangskanäle 11 bis 14 angeschaltet. In der Blendenstellung gemäß Fig. 3 sind die Detektorzeilen 4e bis 4n an die Ausgangskanäle 11 bis 14 angeschaltet. Entsprechend der Erfassung der Ausgangssignale von acht Detektorzeilen werden die Ausgangssignale von jeweils zwei aneinander angrenzenden Detektorzeilen, z. B. 4e und 4f, zu Gruppen zusammengefaßt. In der Blendenstellung gemäß Fig. 4 werden die Ausgangssignale der Detektorzeilen 4c bis 4o erfaßt und entsprechend jeweils die Ausgangssignale von drei aneinander angrenzenden Detektorzeilen zu einer Gruppe zusammengefaßt. Schließlich ist in Fig. 5 die Blende 10 ganz geöffnet, so daß die Ausgangssignale von jeweils vier aneinander angrenzenden Detektorzeilen zu einer Gruppe zusammengefaßt werden.

Bei dem Beispiel besteht der Detektor 4 aus  $N = 16$  Detektorzeilen 4a bis 4q, ist also geeignet zur Aufnahme von 16 Schichten mit 1 mm Schichtdicke. Zur Auslesung sollen aber nur  $n =$  vier Kanäle pro Spalte eingesetzt werden. Die Gesamtzahl der Kanäle ist also  $4 \times M$ .

Durch entsprechende Einblendung werden für 1 mm Schichten nur die innersten vier Detektorzeilen 4g bis 4k benutzt, deren Ausgänge einzeln auf die verfügbaren Kanäle 11 bis 14 geschaltet werden (Fig. 2).

Für einen Betrieb mit 2 mm Schichtdicke werden die innersten acht Detektorzeilen 4e bis 4n benutzt und deren Ausgangssignale jeweils paarweise summiert. Die so entstehenden vier Summensignale der einzelnen Paare werden anschließend auf die Kanäle 11 bis 14 geschaltet (Fig. 3).

Analog werden durch Summierung von je drei Signalen benachbarter Detektorelemente vier Schichten mit 3 mm Schichtdicke (Fig. 4) bzw. durch Summierung von je vier Signalen benachbarter Detektorelemente Schichten von je 4 mm Schichtdicke gebildet.

Aus diesen Basismoden mit den klinisch wichtigen Schichtdicken von 1 mm bis 4 mm lassen sich größere Schichtdicken, z. B. 6 mm oder 8 mm, durch weitere Summationsschritte generieren. In solchen Fällen wird der Detektor 4 als effektiver Zweizeilendetektor betrieben.

Für eine aktuelle Realisierung sind nach den Fig. 2 bis 5 Summationsglieder erforderlich, die mindestens vier Eingänge aufweisen. Je nach gewählter Schichtdicke werden unterschiedliche, bis zu maximal vier Ausgangssignale von Detektorelementen mit den Eingängen der Summierglieder verbunden. Die Ausgänge der Summierglieder können fest mit den vier Kanälen 11 bis 14 der Ausleseelektronik verbunden sein.

Es versteht sich von selbst, daß das gewählte Zahlenbeispiel nur exemplarischen Charakter besitzt und beliebig erweiterbar ist (z. B.  $N = 32$  Detektorzeilen und  $n =$  acht Auslesekanäle).

Die zeitlichen Anforderungen an die Schaltvorgänge von Detektorsignalen zu Summiergliedern sind gering, da diese Verschaltung zu Beginn des Aufnahmemodus festgelegt wird und während der Aufnahme unverändert beibehalten werden kann. Es ist aber auch denkbar, daß während einer Volumenaufnahme in Spiraltechnik eine Umschaltung bezüglich der Schichtdicke erfolgen kann.

Die vorgeschlagene Detektoranordnung weist im Vergleich zum vollständig auslesbaren Flächendetektor die bereits erwähnten Vereinfachungen bezüglich Ausleseelektronik, Datenrate und Bildrekonstruktion auf. Im Vergleich zum Einzeilendetektor konventioneller

Computertomographen besitzt der vorgeschlagene Detektor eine Reihe wichtiger Vorteile:

a) Je nach Wahl von  $n$  und  $N$  können simultan  $n$ -Schichten mit einer maximalen Schichtdicke, die durch  $N/n$  bestimmt ist, aufgenommen werden.

b) Volumenaufnahme in Spiraltechnik

In einer der gewählten Summierschaltung entsprechenden Anordnung stehen  $n$  effektive Einzeldetektoren zur Schichtbreite  $w$  für die Datenerfassung zur Verfügung. Der Pitch  $P =$  (Liegenverschub pro  $360^\circ$  Umdrehung des Meßsystems in mm) / (Schichtdicke in mm) kann dann groß gewählt werden, z. B.  $P = n$  oder  $P = n + 1$ , so daß verglichen zur Einzeldetektorzeile eine um den Faktor  $n$  oder  $n + 1$  schnellere Volumenabtastung erreicht wird.  $P = n$  (bzw.  $P = n + 1$ ) entspricht dabei einem effektiven Pitch  $p_1$ , bezogen auf eine effektive Detektorzeile von  $p_1 = 1$  (bzw.  $p_1 = 1 + 1/n$ ), so daß trotz der schnelleren Volumenabtastung praktisch die gleiche Abtastdichte in  $z$ -Richtung erreicht wird.

c) Die Wahl von  $P$  richtet sich nach praktischen Anforderungen. Generell sollte für  $n$  gerade  $P$  ungerade (z. B.  $P = n + 1$ ) gewählt werden, um Mehrfachabtastungen im Spiralmodus zu vermeiden. Bei  $n$  ungerade kann auch  $P = n$  gewählt werden.

d) Insbesondere für Dünnschichtaufnahmen kann eine Überabtastung in  $z$ -Richtung wünschenswert sein. Diese kann durch eine Wahl von  $1 < P < n$  erreicht werden. Gegenüber einer Einzeldetektorzeile mit entsprechendem  $p_1 < 1$  verbleibt der Zeitfaktor  $P/p_1 \gg 1$  bezüglich der Aufnahmezeit.

e) Die vorgeschlagene Multiplexverschaltung der Detektorelemente ermöglicht unmittelbar die Anwendung von Methoden zur Reduzierung nichtlinearer Teilvolumeneffekte. So können etwa 2 mm Schichten dadurch erzeugt werden, daß der Detektor im  $4 \times 1$  mm Modus betrieben wird und die Signale zu benachbarten 1 mm Schichten (digital) summiert werden. Bei gleichzeitig reduzierten Teilvolumenartefakten wird damit ein entsprechend verbessertes Signal/Rausch-Verhältnis in den Bildern erreicht. Entsprechendes gilt für andere Schichtdicken.

#### Patentanspruch

Röntgen-Computertomograph mit einem ein fächerförmiges Röntgenstrahlenbündel (2) aussendenden Röntgenstrahler (1) und einem davon getroffenen Detektor (4), welcher aus mehreren parallelen Detektorzeilen (4a bis 4q) besteht, von denen jede von einer Reihe von Detektorelementen gebildet ist, wobei das Röntgenstrahlenbündel (2) um eine Systemachse (6) drehbar ist und die bei den verschiedenen Projektionen gebildeten Detektorsignale einem Rechner (7) zugeführt werden, welcher daraus ein Bild des untersuchten Objektes (3) berechnet, und wobei eine verstellbare Blende (10) für die Auswahl der Anzahl der vom Röntgenstrahlenbündel (2) getroffenen Detektorzeilen (4a bis 4q) sowie ein Multiplexer (9) zur Anschaltung einer vorbestimmten Anzahl von Ausgangskanälen (11 bis 14) an die ausgewählten Detektorzeilen (4a bis 4q) vorhanden sind, welcher dann, wenn die Zahl der ausgewählten Detektorzeilen (4a bis 4q) größer

als die Zahl der Ausgangskanäle (11 bis 14) ist, die Ausgangssignale aneinander angrenzender Detektorzeilen (4a bis 4q) zu Gruppen zusammenfaßt.

Hierzu 2 Seite(n) Zeichnungen

5

10

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

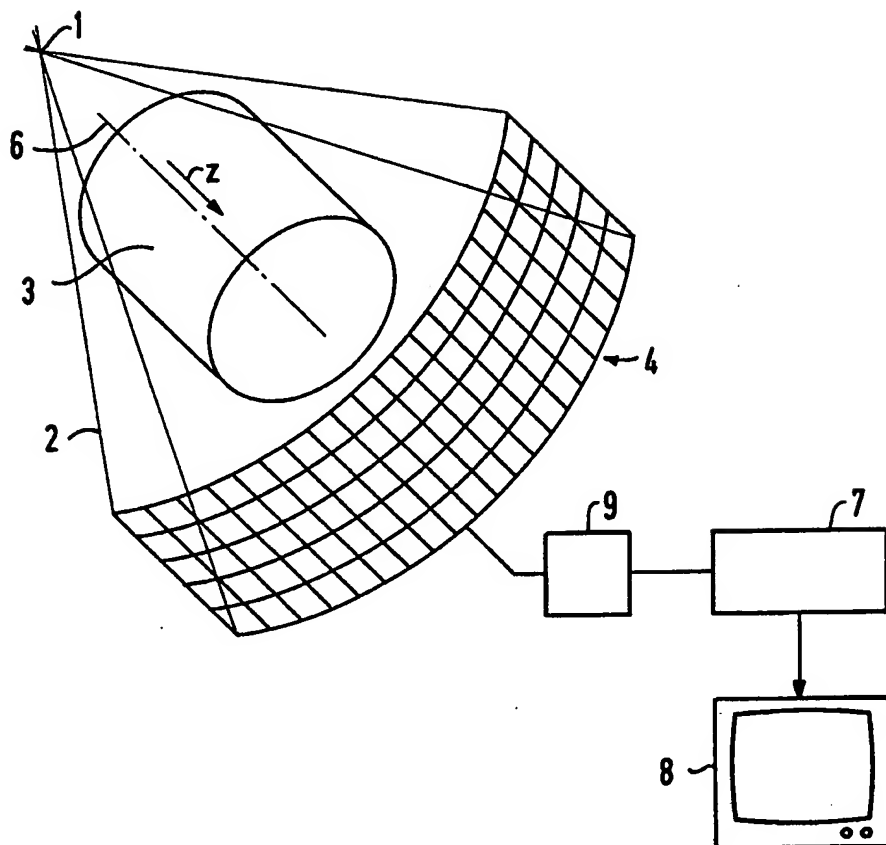


FIG 1

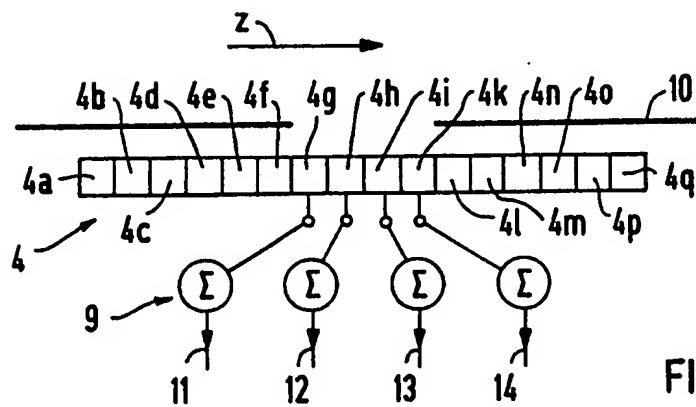


FIG 2

